

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Patent Application of

Karino, Wataru et al.

Application No.:

Filing Date: March 26, 2004

Title: Energy Irradiation Apparatus

Group Art Unit:

Examiner:

Confirmation No.:

SUBMISSION OF CERTIFIED COPY OF PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

The benefit of the filing date of the following priority foreign application(s) in the following foreign country is hereby requested, and the right of priority provided in 35 U.S.C. § 119 is hereby claimed.

Country: Japan

Patent Application No(s): 2003-089008 and 2003-089009

Filed: March 27, 2003

In support of this claim, enclosed is a certified copy(ies) of said foreign application(s). Said prior foreign application(s) is referred to in the oath or declaration. Acknowledgment of receipt of the certified copy(ies) is requested.

Respectfully submitted,

BURNS, DOANE, SWECKER & MATHIS, L.L.P.

P.O. Box 1404
Alexandria, Virginia 22313-1404
(703) 836-6620

Date: March 26, 2004

By Matthew L. Schneider Reg. No. 32,814
for Platon N. Mandros
Registration No. 22,124



日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 3 月 2 7 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 0 8 9 0 0 8
Application Number:

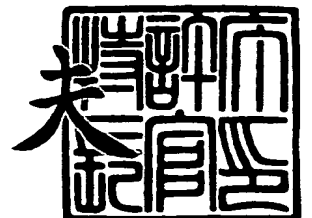
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 0 8 9 0 0 8]

出 願 人 テルモ株式会社
Applicant(s):

2 0 0 4 年 3 月 1 2 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



【書類名】 特許願

【整理番号】 0300010

【提出日】 平成15年 3月27日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 18/04

【発明の名称】 エネルギー照射装置

【請求項の数】 13

【発明者】

 【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内

 【氏名】 狩野 渉

【特許出願人】

 【識別番号】 000109543

 【氏名又は名称】 テルモ株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100076428

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 大塚 康德

 【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

 【識別番号】 100112508

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 高柳 司郎

 【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

 【識別番号】 100115071

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 大塚 康弘

 【電話番号】 03-5276-3241

【選任した代理人】

【識別番号】 100116894

【弁理士】

【氏名又は名称】 木村 秀二

【電話番号】 03-5276-3241

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 003458

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0102289

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 エネルギー照射装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 先端部を密閉した中空筒体からなり生体内に挿入される挿入部と、前記中空筒体の内部に配設され前記中空筒体の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、を備えたエネルギー照射装置であって、

前記エネルギー照射手段は、

前記照射窓部に対向配置されるエネルギー照射部と、

該エネルギー照射部を、前記照射窓部の長手方向に沿うように往復移動可能に案内する案内手段と、

前記エネルギー照射部を、等速往復運動で駆動する駆動手段と、を備えることを特徴とするエネルギー照射装置。

【請求項 2】 前記エネルギー照射部は、

エネルギー伝達用の光ファイバと、該光ファイバの出光面に対向配置されるミラーと、から構成され、

前記案内手段は、

前記光ファイバの出光面から出力されるエネルギーを前記ミラーで反射し、生体組織の深部に指向させるために、前記往復移動に伴い前記ミラーの前記開口部に対する出光角度を変化させる角度変更手段を、さらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 3】 前記駆動手段による等速往復運動の動力伝達を、前記光ファイバを介して行うことを特徴とする請求項 2 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 4】 前記エネルギー照射手段と前記案内手段とを内蔵した前記挿入部と、前記駆動手段とを分離可能に構成し、

かつ前記光ファイバの途中部位に固定される被係止部材を、前記駆動手段の動力伝達部材の係止部に対して係合することで、前記挿入部を前記駆動手段から着脱可能にしたことを特徴とする請求項 3 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 5】 前記駆動手段は、等速回転運動をする動力発生手段と、前記

等速往復運動の方向変換時の停留時間を最小にする動力伝達部とを備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 6】 前記動力伝達部は、ハートカム機構部であることを特徴とする請求項 5 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 7】 前記動力伝達部は、回転自在に軸支された複数の楕円歯車からなるクランク機構部であることを特徴とする請求項 5 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 8】 前記動力伝達部は、セクタギアを外周面に形成し回転自在に軸支される間欠歯車と、前記間欠歯車の前記セクタギアに噛合する歯部を内周面に形成し、直線的に案内される無端ベルトからなることを特徴とする請求項 5 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 9】 前記動力伝達部は、前記動力発生手段からの前記等速回転運動を等速揺動運動に変換するための第 1 の変換部と、前記変換された前記等速揺動運動を、等速直線運動に変換するための第 2 の変換部と、から構成されることを特徴とする請求項 5 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 10】 前記第 1 の変換部は、ローラーギアカム機構部であり、前記第 2 の変換部は、前記ローラーギアカム機構部のギアに噛合するローラを設けた円盤を回転自在に軸支する軸体に固定されるプーリに巻回されるとともに、直線的に案内される可撓性部材であることを特徴とする請求項 9 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 11】 前記エネルギーはレーザー光であることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 12】 前記駆動手段は、リニアモータであることを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー照射装置。

【請求項 13】 前記エネルギー照射部は、超音波発振子であることを特徴とする請求項 1 に記載のエネルギー照射装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血管、食道や直腸等の消化管、尿道、腹腔等の生体内腔あるいは管腔に挿入部を挿入し、エネルギーを生体組織に向けて照射して加熱治療を行うエネルギー照射装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

エネルギー照射装置は、生体腔もしくは生体に施した小切開より長尺状の挿入部を挿入し、その生体の病変部位に選択的にエネルギーを照射し、病変部位の組織を加温、変性、壊死、凝固、焼灼あるいは蒸散させて消滅、治癒させるために使用されている。このようなエネルギー照射装置は、一般に生体組織の表層、またはその近傍に位置する病変部位にエネルギーを照射して行うように構成されている。

【0003】

また、例えば、前立腺肥大症の加熱治療のように、生体組織の深部に位置する病変部位、つまり深部病変部位の治療を目的として、前立腺病変部位に直接エネルギー照射部を穿刺する等して生体組織の深部へエネルギーを照射する技術も知られている。

【0004】

前立腺は、男性の膀胱の底部位において尿道後部を取り囲む部位に位置しており、前立腺肥大症に対するエネルギー照射治療を行う場合には、経尿道的手法が多く用いられている。しかしながら、尿道からエネルギーを長時間照射したり、尿道内から針状のエネルギー照射部を穿刺することは、尿道表面に傷を作ることとなるため、傷口からの感染症の発生原因となることがある。

【0005】

このような問題に鑑みて、尿道内表面に傷を作らず、深部の前立腺患部のみを治療する装置として、エネルギーの出射部を連続的に移動させながら、深部に生体深達性を有するエネルギーを集束する装置についても提案されている（例えば、特許文献1、2、3）。

【0006】

【特許文献1】

特開平 11-333005 号公報

【特許文献 2】

特開 2000-319 号公報

【特許文献 3】

特開 2001-46396 号公報

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

上記の各特許文献 1～3 に記載されるような生体深達性を有するエネルギーを集束する装置によれば、エネルギー照射部を往復周期移動することにより、尿道表層ではエネルギーを分散させて組織を温存する一方で、病変部位である生体組織深部については、エネルギーを集束させることで効果的な加熱治療を施すようにしている。

【0008】

しかしながら、このような装置によれば、往復周期移動の運動を発生させるために回転駆動される円盤に一端が支持され他端が往復移動される移動体に支持されるリンクを用いた往復移動機構を用いているために、往復運動が角速度運動となる。この結果、往復の中央付近と両端付近で運動速度に偏りが生じる。

【0009】

このように往復の両端付近では速度が遅くなり、中央付近が最も早くなる往復移動機構を用いてエネルギーの照射を行うと、往復動作の両端付近では長くエネルギーが照射されてしまい、局所的に尿道表層が加熱されて表層組織の温存が得られなくなるか、十分な治療効果が得られなくなる虞があった。

【0010】

したがって、本発明は上記の問題点に鑑みて成されたものであり、局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができるエネルギー照射装置の提供を目的としている。

【0011】

加えて、生体組織の病変部位の深部のみにエネルギーを均一に照射して、正常表層の生体組織の温存を図ることのできるエネルギー照射装置の提供を目的とし

ている。

【0012】

【課題を解決するための手段】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明によれば、先端部を密閉した中空筒体からなり生体内に挿入される挿入部と、前記中空筒体の内部に配設され前記中空筒体の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、を備えたエネルギー照射装置であって、前記エネルギー照射手段は、前記照射窓部に対向配置されるエネルギー照射部と、該エネルギー照射部を、前記照射窓部の長手方向に沿うように往復移動可能に案内する案内手段と、前記エネルギー照射部を、等速往復運動で駆動する駆動手段とを備えることを特徴としている。

【0013】

また、前記エネルギー照射部は、エネルギー伝達用の光ファイバと、該光ファイバの出光面に対向配置されるミラーと、から構成され、前記案内手段は、前記光ファイバの出光面から出力されるエネルギーを前記ミラーで反射し、生体組織の深部に指向させるために、前記往復移動に伴い前記ミラーの前記開口部に対する出光角度を変化させる角度変更手段をさらに備えることを特徴としている。

【0014】

また、前記駆動手段による等速往復運動の動力伝達を、前記光ファイバを介して行うことを特徴としている。

【0015】

また、前記エネルギー照射手段と前記案内手段とを内蔵した前記挿入部と、前記駆動手段とを分離可能に構成し、かつ前記光ファイバの途中部位に固定される被係止部材を、前記駆動手段の動力伝達部材の係止部に対して係合することで、前記挿入部を前記駆動手段から着脱可能にしたことを特徴としている。

【0016】

また、前記駆動手段は、等速回転運動をする動力発生手段と、前記等速往復運動の方向変換時の停留時間を最小にする動力伝達部とを備えることを特徴としている。

【0017】

また、前記動力伝達部は、ハートカム機構部であることを特徴としている。

【0018】

また、前記動力伝達部は、回転自在に軸支された複数の楕円歯車からなるクラ
ンク機構部であることを特徴としている。

【0019】

また、前記動力伝達部は、セクタギアを外周面に形成し回転自在に軸支される
間欠歯車と、前記間欠歯車の前記セクタギアに噛合する歯部を内周面に形成し、
直線的に案内される無端ベルトからなることを特徴としている。

【0020】

また、前記動力伝達部は、前記動力発生手段からの前記等速回転運動を等速揺
動運動に変換するための第1の変換部と、前記変換された前記等速揺動運動を、
等速直線運動に変換するための第2の変換部とから構成されることを特徴として
いる。

【0021】

また、前記第1の変換部は、ローラーギアカム機構部であり、前記第2の変換
部は、前記ローラーギアカム機構部のギアに噛合するローラを設けた円盤を回転自
在に軸支する軸体に固定されるプーリに巻回されるとともに、直線的に案内され
る可撓性部材であることを特徴としている。

【0022】

また、前記エネルギーはレーザー光であることを特徴としている。

【0023】

また、前記駆動手段は、リニアモータであることを特徴としている。

【0024】

また、前記エネルギー照射部は超音波発振子であることを特徴としている。

【0025】**【発明の実施の形態】**

以下に、本発明の各実施形態について、エネルギー照射装置の1つであるレー
ザ照射装置と超音波照射装置を例にとり、図面を参照して説明する。

【0026】

先ず、図1はレーザー照射装置1の全体構成を示した外観斜視図であって、以下の各実施形態に略共通する図である。本図において、レーザー照射装置1は生体組織患部の深部の治療を行う側斜式であり、そのエネルギーとしてレーザー光を生体組織の患部に対して照射することで、例えば前立腺肥大症の治療に用いられるものであるが、この他には、生体組織の表層部への治療を行うタイプとして後述の超音波式のものがある。

【0027】

このレーザー照射装置1は、生体に挿入可能な長尺の中空筒体の先端を密閉して形成される挿入部3と、この挿入部3の側壁においてレーザー光を透過するように長手方向に延在するように設けられた破線で示す照射窓部17を介して生体組織の深部に向けてレーザー光を照射する。この挿入部3の外径寸法は、体腔内に挿入可能な2～20mm程度であって、3～8mm程度がより好ましく、特に前立腺肥大症治療のためには男性の尿道から挿入されるので細い程患者への苦痛を和らげることができることになる。

【0028】

この挿入部3は、図示のように医師の把持によって挿入などの操作が行われるカバー部4に対して固定されるとともに、この挿入部3から引き出された光ファイバ12の基端は、レーザー光源装置101に対して不図示の光コネクタを介して接続される。このレーザー照射装置1には生体組織表面の観察を行う観測装置5が付設される。この観測装置5はレーザー照射装置1に対して脱着可能な内視鏡6を有しており、この内視鏡6はカバー部4の基端側から挿入され、挿入部3の内部において長手方向に移動可能に設置されている。

【0029】

この内視鏡6は、例えば光ファイバ束と、保護チューブと、先端に設けられる結像レンズとを備えており、内視鏡6の基端側には、CCDカメラヘッド7が取り付けられており、カメラ信号リード8を通じて画像をモニター装置102に送ることができるようにしている。さらに、この内視鏡6の光ファイバは、光源装置103に接続されるライトガイド13を通じて送られる照明光を照射する機能

も有している。

【0030】

挿入部 3 には二つの流路室が内蔵されており、これらの流路室に接続された給水チューブ 11 と排水チューブ 10 に対して洗浄液である滅菌された滅菌精製水や滅菌生理食塩水を供給及び取り出すための水供給排水装置 104 が接続される。さらに、挿入部 3 には光ファイバ 12 が挿入部 3 の長手方向（矢印 D 方向）に往復駆動するように内蔵されており、この光ファイバ 12 を往復駆動するための駆動モータへの通電を行うための電源装置 105 がリード線 9 を介して接続されている。

【0031】

次に、図 2 は挿入部 3 の中心断面図である。また、図 3 は図 2 の内部構成を示した外観斜視図である。図 2 と図 3 において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、挿入部 3 は長尺状の中空筒体 14 を基部としており、その内部においてレーザ照射部 20 を設けている。このレーザ照射部 20 は光ファイバ 12 の出光面から出力されたレーザ光を平滑なレーザ反射面を有するミラー 21 で反射することで照射窓部 17 に指向させるように構成されている。挿入部 3 の中空筒体 14 はステンレス鋼などの硬質のパイプ材料から構成されており、その先端側面側には、開口 15 が形成されている。この開口 15 を含めて中空筒体 14 の外周面全体は、レーザ透過性の良好な外層チューブ 16 により覆われており、この外層チューブ 16 により覆われた状態で照射窓部 17 を構成している。

【0032】

中空筒体 14 の先端には、キャップ 30 が密閉状態で固定されており、このキャップ 30 には、さらに挿入部 3 の生体への挿入時に前方を観察するための前方窓 31 が設けられている。この前方窓 31 には、例えば光透過性の良好な透光板 32 が固着されている。また、挿入部 3 の先端部分の内側には、内部空間を規定する一对の壁部材 40、41 が設けられている。

【0033】

レーザ照射部 20 のミラー 21 は、例えば樹脂、ガラス、金属、あるいはこれ

らの複合材料から形成されている。具体的には、例えば金属を基材として表面を鏡面に研磨したもの、または樹脂や金属を基材として金属などの薄膜を蒸着などにより形成して鏡面としたもの、あるいはガラス製の鏡などの反射材を樹脂や金属などの基材に接着して形成されている。

【0034】

この挿入部3の内部には、レーザ光を伝達する光ファイバ12が配置されている。この光ファイバ12は、挿入部3内では先端部分を除いて例えばステンレス鋼製の保護パイプによって破損や湾曲を起こさないように覆われている。この光ファイバ12の出光面側は、ミラー21を回動自在に設けた往復移動部材23に固定されている。

【0035】

この往復移動部材23には長手方向に貫通孔24（図3を参照）が穿設されており、この貫通孔24に対して挿入部3の軸線と平行に保たれたモノレールパイプ25が挿通されており、往復移動部材23を図2の矢印D方向に移動自在に案内するようにしている。このようにモノレールパイプ25で案内することで光ファイバ12に対する往復運動力を後述するように与え、往復移動部材23を挿入部3の軸線と平行に安定して摺動するように構成されている。

【0036】

一方、ミラー21は一对の回動部27により往復移動部材23に対して回動自在に軸支されるとともに先端の両側部において一对の突起26が設けられている。これらの突起26は、壁部材40、41に形成された一对の溝42に挿入されて摺動可能に支持されている。図示のようにこれらの溝42、42は挿入部3の軸方向に対して傾斜していることから、ミラー21は光ファイバ12の往復運動に伴って、溝42への摺接作用によって傾斜角度が変化されつつ往復運動することで、図2において二点鎖線で示すレーザ軌跡で照射窓部17から外部に出力されて患部Kに集中する。

【0037】

また、モノレールパイプ25は中空筒体として形成されておりその内部に洗浄液を供給することができるようにしている。このようにして供給された洗浄液は

、キャップ 30 内に形成された流路 33 により前方窓 31 の前方へ曲げられた後に、透光板 32 の外側を洗浄するように流れるようにしている。

【0038】

次に、図 2 の X-X 線矢視断面図である図 4(a) と、図 2 の Y-Y 線矢視断面図である図 4(b) をさらに参照して、挿入部 3 の内部は、一对の壁部材 40、41 により区画されており、冷却水の注入用の流路室 50 と排出用の流路室 51 とが形成されている。冷却水はレーザ光を受ける生体組織の表面及びレーザ照射部 20 全体を冷却するために利用される。流路室 50 は図 1 に基づき説明した給水チューブ 11 に接続されており、流路室 51 は排水チューブ 10 に接続されている。この給水チューブ 11 を経て供給された冷却水は、流路室 50 に流入した後に、挿入部 3 の先端近傍の孔 34 から流路室 51 中に流れ込み、排水チューブ 10 を経て流出される。注入された冷却水の一部は、壁部材 41 に形成された小孔 43 (図 4(a) 参照) から流路室 52 に対しても流入する。この冷却水についても孔 34 から流路室 51 に流れ込むこととなる。

【0039】

以上のように、挿入部 3 の内部において冷却水を循環させることにより、冷却能率の向上が図られることとなる。この冷却水の温度は、レーザ光の照射によるレーザ照射部 20 や、生体組織の照射表面の損傷を低減できれば特に限定されないが、好ましくは 0～37℃、より好ましくは凍傷の虞れが少なく、かつ冷却効果の高い 8～25℃が良い。冷却水としては、上記のように滅菌された液体、例えば滅菌精製水や滅菌生理食塩水を使用することが好ましい。

【0040】

内視鏡 6 は挿入部 3 の側方の照射窓部 17 及び前方の前方窓 31 の双方からの観察視野を有している。したがって、この内視鏡 6 によって照射窓部 17 あるいは前方窓 31 を通して、レーザ光が照射されときの生体組織表面の観察と、内視鏡 6 の観察に基づく挿入部 3 の位置決めとレーザ光照射位置の視覚的な確認を行うことができるように構成されている。

【0041】

再度、図 3 において光ファイバ 12 の途中には被係止部材であるスライダ 80

が固定されている。このスライダ 80 には係止溝 81 が形成されており、この係止溝 81 に対して係止部材であるフック 85 が係止する。フック 85 は軸体 86 が固定されており、この軸体 86 に対して動力を伝達する。

【0042】

次に、図 5(a) はレーザ照射装置 1 のカバー部 4 が開かれ、カバー部 4 内に駆動ユニット 55 が取り付けられた状態を示す外観斜視図であり、図 5(b) は駆動ユニット 55 を取り外した後の様子を示す外観斜視図である。

【0043】

図 5 において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、カバー部 4 の内部には着脱自在に収納される駆動ユニット 55 が設けられる。この駆動ユニット 55 は、後述する駆動機構とこれを内蔵するケーシングとリード 9 とを含んでいる。このカバー部 4 は所定樹脂材料から射出成形されており、ヒンジ部 70 を介して開閉自在に接続された第 1 ケース 71 と第 2 ケース 72 とを有しており、駆動ユニット 55 はこれらの第 1 ケース 71 と第 2 ケース 72 との間で不動状態に保持されることによって着脱自在に収納される。この第 1 ケース 71 の略中央部には、一対のガイド板 83 が図示のように対向配置されており、これらのガイド板 83 の空間部において、図 3 で示した薄板のスライダ 80 が保持される。そして、このスライダ 80 の係止溝 81 に対して駆動ユニット 55 に設けられたフック 85 が係止することで、光ファイバ 12 を挿入部 3 の軸方向に沿ってスライド移動するように構成されている。すなわち、スライダ 80 が往復運動すると、この往復運動は光ファイバ 12 を介して往復移動部材 23 に伝えられる一方で、レーザ光はミラー 21 に照射される結果、前述したように、レーザ照射部 20 において、ミラー 21 の傾斜角度が変化されつつ往復運動するように構成されている。このようにスライダ 80 は、駆動ユニット 55 から出力された往復運動の伝達を受けて等速度で往復運動する。

【0044】

図 6(a) は、フック 85 を左側に移動した後の第 1 実施形態の駆動ユニットを示す正面図、図 6(b) はフック 85 を右側に移動した後の第 1 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。本図において、既に説明済みの構成部品については

同様の符号を附して説明を割愛すると、往復運動自在なフック 85 はスライダ 80 の係合溝 81 に係合して等速往復運動の動力伝達を光ファイバ 12 を介して上述のように行う。この駆動ユニット 55 は、等速回転運動をするモータ 220 からの等速回転運動を等速直線往復運動に変換する。動力源であるモータ 220 と、モータ出力軸 228 と同軸の入力軸を持つローラーギアカム 221 と、ローラー状のカムフォロア 224 を備えたタレット 223 と、タレット出力軸 229 と同軸の入力軸を持つプーリー 225 とから構成されている。

【0045】

このローラーギアカム 221 には複数のリブ 222 が設けられており、これらのリブ 222 によりカムフォロアに運動が伝えられる。そのテーパーはタレット 223 が 120° の揺動運動をするように配置されており、ローラーギアカム 221 の 1 回転につき、タレット 223 の揺動運動が 1 往復される。また、揺動運動の方向変換のために、一旦タレット 223 が停止することになるが、その停留時間を動力伝達に影響を及ぼさない範囲において可能な限り短くなるように、さらにはその停留を除いた運動は等速運動となるように構成されている。なお、ここで 120° の揺動運動と説明したが、この角度に限定されるものではなく、レーザ照射部 120 の往復運動させるストローク長やプーリー 225 の径によって変えることができることは言うまでもない。

【0046】

このカムフォロア 224 の揺動運動は、回転軸を同軸に持つプーリー 225 に伝えられる。このプーリー 225 の外周には可撓性材料であるワイヤ 226 が少なくとも 120° の円周分巻かれており、一方の末端 230 は接着点においてプーリー 225 に固定されている。ワイヤ 226 のもう一方の末端 231 は、フック 85 が止めピンによって固着されている滑子 217 が接続されており、この滑子 217 を摺動溝 216 内において摺動可能に嵌合している。したがって、このワイヤ 226 を介して、タレット 223 の揺動運動がフック 85 の等速直線往復運動に変換される。ここで、ワイヤ 226 は撓むことなく、運動を滑子 217 に確実に伝えられれば特に材質などには限定されないが、ニッケル／チタン形状記憶合金などが好ましい。

【0047】

以上のようにフック 85 の等速直線往復運動を発生させるために、フック 85 をスライダ 80 の係合溝 81 へ係合することによって、運動をスライダ 80 に伝達し、最終的にはスライダ 80 と連動して動くレーザ照射部 20 に伝えられることになる。このために、モータ 220 の回転運動が、レーザ照射部 20 の等速直線往復運動に変換されることになる。

【0048】

図 7 は、フック 85 を挿入部 3 の基端側（図中右側）に移動した後の第 2 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、図示のようにモータ 220 の出力軸 328 と同軸となるカム入力軸 321 を備えており、この入力軸 321 を回転中心としてハートカム 322 が回転運動を行うように構成されている。このハートカム 322 は、図示のような左右対称なハート型の板状であり、外周面において滑らかで均一なカム側面 326 を有している。このハートカム 322 の側面 326 に接するようにカムフォロア 323 が配置されている。このカムフォロア 323 は、連動アーム 324 によって、フック 85 にピン 314 を介して固着されている滑子 317 と一体に構成されている。したがって、常にカムフォロア 323 と連動してフック 85 が動作することになる。フック 85 はスライダ 80 の係合溝 81 に係合し、フック 85 の運動を確実にスライダ 80 に伝達する。一方、滑子 317 は、摺動溝 316 において摺動可能に嵌合されており、さらには摺動溝 316 に一方の端を固定されているバネ 325 によって、常にハートカム 322 とカムフォロア 323 が接する押し付け力を受けている。これにより、常にハートカム 322 とカムフォロア 323 は、ハートカム 322 の側面 326 に常時接することができる。

【0049】

以上の構成によりハートカム 322 は、モータ 220 の 1 回転につき、1 回転の回転運動を行い、ハートカム 322 の回転運動により、カムフォロア 323 は側面 326 に沿って 1 往復の等速直線往復運動をなすように追動する。すなわち、カムフォロア 323 に一体構成されているフック 85 も同様の運動をすること

でこの運動がスライダ 80 に伝えられる。スライダ 80 はレーザ照射部 20 と連動して動作するため、結果的にレーザ照射部 20 は等速直線往復運動を行うことになる。以上のようにモータの回転運動を揺動運動を介することなく、直接等速直線往復運動に変換するため、駆動機構の小型軽量化ならびに部品点数の削減によるコスト低減を行うことができる。

【0050】

次に、図 8 は、フック 85 を途中で移動した後の第 3 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、モータ 220 の出力軸 421 と同軸をなす入力軸 422 を回転中心にして第 1 楕円歯車 423 が回転運動を行う。この第 1 楕円歯車 423 の円周上の歯車に噛み合うようにして第 2 楕円歯車 425 が配置されている。この第 2 楕円歯車 425 はクランク軸 424 を中心に回転するとともに、同一平面上にクランクアーム 426 が連結されている。このクランクアーム 426 は、フック 85 にピン 414 を介して固着されている滑子 417 と一体に構成されている。滑子 417 は、摺動溝 416 に摺動可能に嵌合している。したがって、常にフック 85 はクランクアーム 426 と連動して動作する。フック 85 は、スライダ 80 の係合溝 81 に係合し、フック 85 の運動を確実にスライダ 80 に伝達する。

【0051】

図示では、滑子 417 が挿入部 3 の最も基部側に位置している時に、第 1 楕円歯車 423 の長径が第 2 楕円歯車 425 の短径と噛み合うように構成されている。これにより、滑子 417 は等速直線往復運動を行い、この運動はフック 85 及びスライダ 80 を介して、レーザ照射部 20 に伝達されるため、結果的にレーザ照射部 20 は等速直線往復運動を行うことになる。

【0052】

続いて、図 9 は第 4 実施形態の構成を説明するための模式図である。本図において、既に説明済みの構成部品については同様の符号を附して説明を割愛すると、モータ 220 の出力軸 521 と同軸をなす入力軸 522 を回転中心としてセクタギア 524 を設けた半周歯車 523 が矢印方向の回転運動を行うように構成さ

れている。なお、モータ 220 及び半周歯車 523 は、駆動ユニット 55 の図示しないケーシングに固定されている。半周歯車 523 の円周上 2 点で噛み合うように長円状の摺動体 525 が移動自在に配置されている。この摺動体 525 の内側直線部には、互いに向かい合うように第 1 歯車部 526 と第 2 歯車部 527 が形成されており、これらと半周歯車 523 のセクタギア 524 が噛み合った時のみ、摺動体 525 は、左右に移動するように構成されている。したがって、モータ 22 が回転運動するに伴い、半周歯車 523 が一方向に回転し、そのセクタギア 524 が摺動体 525 の第 1 歯車部 526 と第 2 歯車部 527 と噛み合った時のみ、摺動体 525 が左右交互に連続移動し、等速直線往復運動するようにできる。

【0053】

この摺動体 525 の外側中央部には、ピン 514 を介して滑子 515 及びフック 85 が固着されている。フック 85 はスライダ 80 の係合溝 81 に係合し、フック 85 の運動を確実にスライダ 80 に伝達できるようになる。ここで、フック 85 は摺動体 525 と連動して動作するため、等速直線往復運動を行うとともに、スライダ 80 を介して、レーザ照射部 20 に動力伝達される結果、レーザ照射部 20 は等速直線往復運動を行うことになる。

【0054】

上述したような加熱治療時において、レーザ照射部 20 は、1～10 Hz、好ましくは 1～6 Hz の周期で軸方向に往復駆動される。また、生体組織に照射するレーザ光は、発散光、平行光あるいは収束光を用いることができる。レーザ光を収束光とするためには、レーザ光路の途中にレーザ光を収束光にする光学系を設けると良い。また、使用されるレーザ光は生体深達性有するものであれば特に限定されない。しかし、レーザ光の波長は 750～1300 nm または 1600～1800 nm 程度が特に優れた生体深達性を有するためにこの波長を使用することが好ましい。上記波長範囲のレーザ光を発生させるレーザ光源装置 101 としては、例えば、He-Ne レーザなどの気体レーザ、Nd-YAG レーザなどの固体レーザ、GaAlAs レーザなどの半導体レーザなどがある。

【0055】

図10は、比較のために示した従来の直線往復運動を行う駆動ユニット55の概略構成図である。本図においてモータ駆動される円盤70に一端が回転軸支され他端がスライド85に回転軸支されたリンクからなるクランク機構にて直線往復運動を駆動させていた。このために往復運動はサイン曲線となり常に移動速度は変化している。特に、中間部分Aと比較して両端部Bでの停留時間が長くなる問題があった。さらに往復運動の中心を軸として左右対称の運動にすることが困難となり、挿入部3の基部側の端において、より停留時間が長くなる傾向があった。

【0056】

これに対して、図11のレーザ照射部20が往復運動中において先端位置P1、中間位置P2、基端位置P3にそれぞれ位置した時のレーザ光路を模式的に示す図において、レーザ照射部20は先端位置P1に位置する場合、挿入部3の軸方向に対して垂直に近い向きに起立し、レーザ光を小さな反射角度で反射する。また、レーザ照射部20は基端位置P3に位置する場合、挿入部3の軸方向と平行に近い向きに傾き、レーザ光を大きな反射角度で反射する。このためにレーザ照射部20のミラー21が傾斜角度を変化させながら往復運動する場合に、レーザ光の出射位置は常に移動するが、レーザ光の光軸は加熱部位であるターゲット部位K内部のターゲットポイントK1に常に集中するとともに、レーザ光はターゲットポイントK1にのみに連続照射され、表層などの他の生体組織には間欠的に照射される。したがって、ターゲットポイントK1は照射されたレーザ光により加熱され、所望温度に達する。また、表層などの他の生体組織はレーザ光を受光する時間が短く、更に冷却水によって冷却されるため、発生する熱量も少なくほとんど加熱されなくなる。

【0057】

図12は、照射窓部17に密着される表層組織周囲の温度分布の様子を模式的に示した図である。なお、本図においては、従来技術との相違の理解を助けるため、冷却水の循環などの影響は排除したものとなっている。

【0058】

図12(a)は、従来の角速度運動による往復運動による温度分布を示すもので

ある。図 12(a)に示されるように、往復運動の両端部に当たる B の領域は停留時間が長いため、局所的に加熱され、表層組織の温存が得られにくくなる可能性が高くなる。

【0059】

図 12(b)は、本発明の等速往復運動による温度分布を示すものである。図 12(b)に示されるように、本発明の実施形態によるレーザ照射部 20 の往復運動の際の両端での停留時間は、上述の通り可能な限り短くなるように設定されていることから、両端での停留時間がより短くなるために、両端での局所的な加熱は生じず、表層での照射エネルギーは確実に分散され、中心部で最も加熱されるという効率的な集光が得られることとなる。したがって、表層組織は温存しながら、深部の病変組織のみ加熱・壊死させることが可能となり、治療効果の安定化を図ることができる。

【0060】

以上説明したように、本発明によれば、両端での停留時間がより短く、等速直線往復運動をなすために、表層での照射エネルギーは確実に分散され、中心部で最も加熱されるという効率的な集光が得られる。すなわち、表層組織は温存しながら、深部の病変組織のみ加熱・壊死させることが可能となるので、より治療効果の安定に繋がる。特に、前立腺肥大症、前立腺癌などの前立腺疾患のように、前立腺の近傍に尿道や直腸等の正常組織が存在していても、前立腺内部のみを効果的に加熱治療できることから理想的な治療が可能となる。このために、ミラー 21 の傾斜角度範囲を適宜変更することで、深部の深さ変動に対応できることとなる。

【0061】

最後に、図 13 は駆動手段としてリニアモータを用いエネルギー照射部として超音波発振子 201 を設けた場合を示した外観斜視図である。本図において、挿入部 3 内部にはリード 122 により通電されることで超音波を発生する超音波発振子 201 が図示の実線と破線で示される間で往復移動可能に設けられており、患部 K への超音波の照射を行うようにしている。このリード 122 にはスライダ 80 が固定されており、フック 85 に係合することで矢印 D 方向に等速往復駆

動される。フック 85 は軸体 86 を介してリニアモータの可動部 601 に固定されている。この可動部 601 は所定極性の通電によりステータ 600 の長手方向に往復移動可能にされている。

【0062】

以上の構成によれば、可動部 610 が停止状態から等速往復速度になったときに超音波発振子 201 への通電を行うことで、生体組織に対して均一な超音波を照射できるようになる。この場合には、両端での停留時間が多少長くとも、等速直線往復運動になったときに照射できるので表層でのエネルギー照射に好適となる。

【0063】

なお、以上説明した実施形態は、本発明を限定するために記載されたものではなく、本発明の技術的思想内において当業者により種々変更が可能であることは言うまでもない。

【0064】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができるエネルギー照射装置を提供できる。

【0065】

加えて、生体組織の病変部位の深部のみにエネルギーを均一に照射して、正常表層の生体組織の温存を図ることのできるエネルギー照射装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

レーザー照射装置 1 の全体構成を示す外観斜視図である。

【図2】

挿入部 3 の中心断面図である。

【図3】

図 2 の内部構成を示した外観斜視図である。

【図 4】

(a)は、図 2 の X-X 線矢視断面図、(b)は、図 2 の Y-Y 線矢視断面図である。

【図 5】

(a)は、レーザ照射装置 1 のカバー部 4 が開かれ、カバー部 4 内に駆動ユニット 5 5 が取り付けられた状態を示す外観斜視図であり、(b)は駆動ユニット 5 5 を取り外した後の様子を示す外観斜視図である。

【図 6】

(a)は、フック 8 5 を左側に移動した第 1 実施形態の駆動ユニットを示す正面図、(b)はフック 8 5 を右側に移動した第 1 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。

【図 7】

第 2 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。

【図 8】

第 3 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。

【図 9】

第 4 実施形態の駆動ユニットを示す正面図である。

スライダと駆動ユニットのフックを示す斜視図

【図 10】

従来の駆動ユニットのクランク機構を説明する図である。

【図 11】

挿入部 3 を生体患部に挿入した動作説明図である。

【図 12】

(a)は従来のレーザ照射装置による温度分布図、(b)は本発明のレーザ照射装置による温度分布図である。

【図 13】

第 5 実施形態のエネルギー照射装置の外観斜視図である。

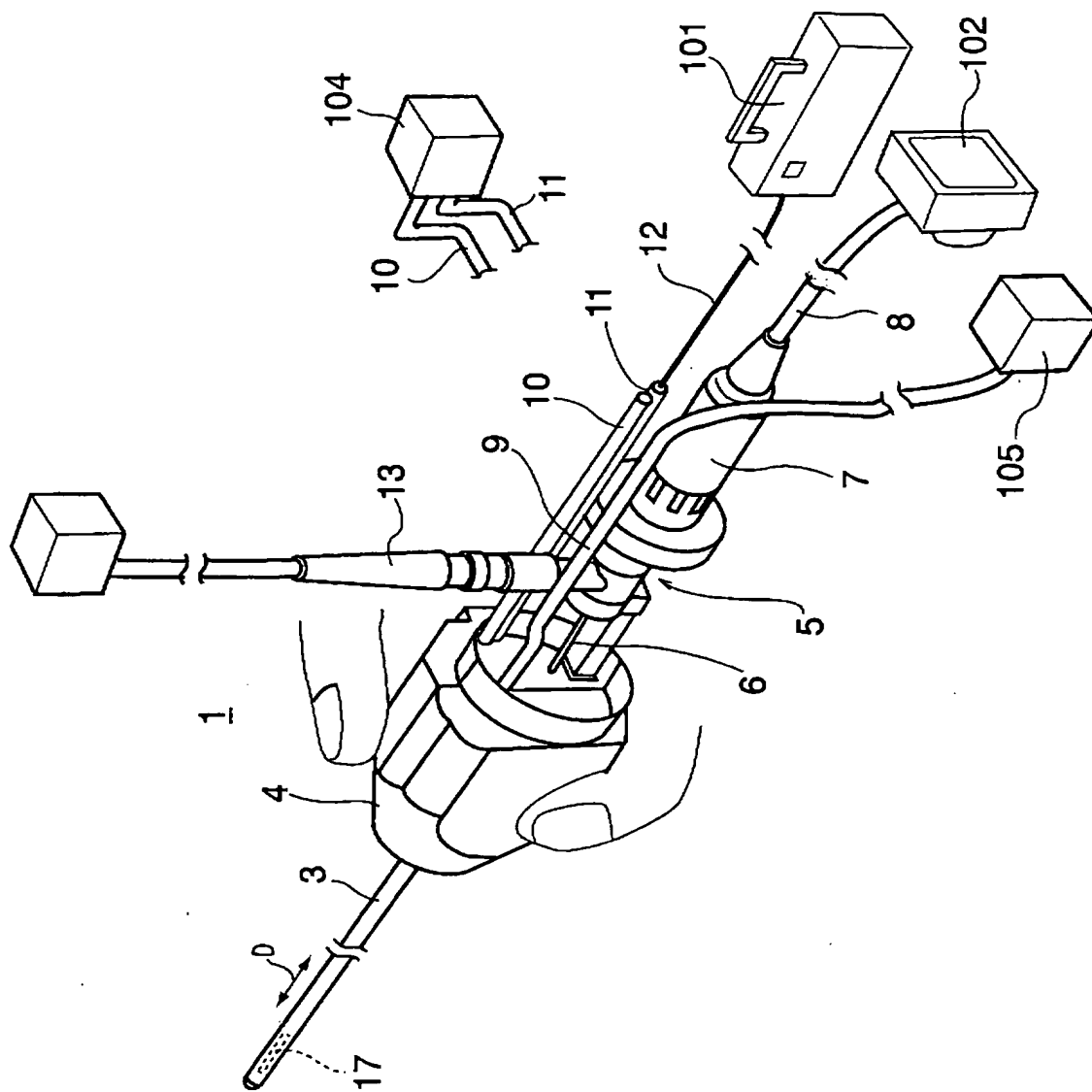
【符号の説明】

1 レーザ照射装置

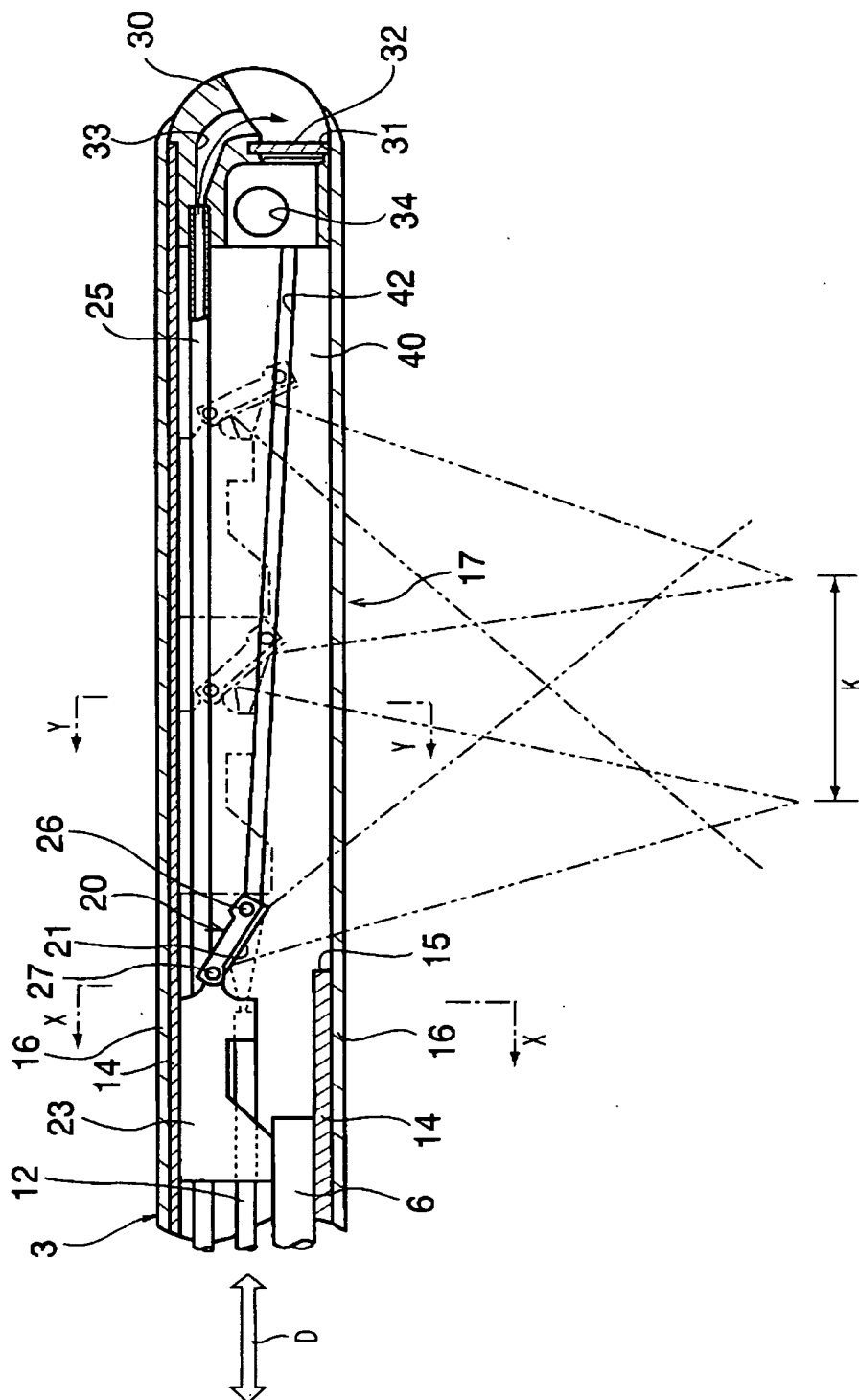
- 3 挿入部
- 4 カバー部
- 6 内視鏡
- 1 2 光ファイバ
- 1 4 中空筒体
- 1 5 開口
- 1 7 照射窓部
- 2 0 レーザ照射部
- 2 1 ミラー
- 2 3 往復移動体
- 4 2 溝
- 5 5 駆動ユニット
- 8 0 スライダ
- 8 1 係止溝
- 8 5 フック
- 2 2 0 モータ

【書類名】 図面

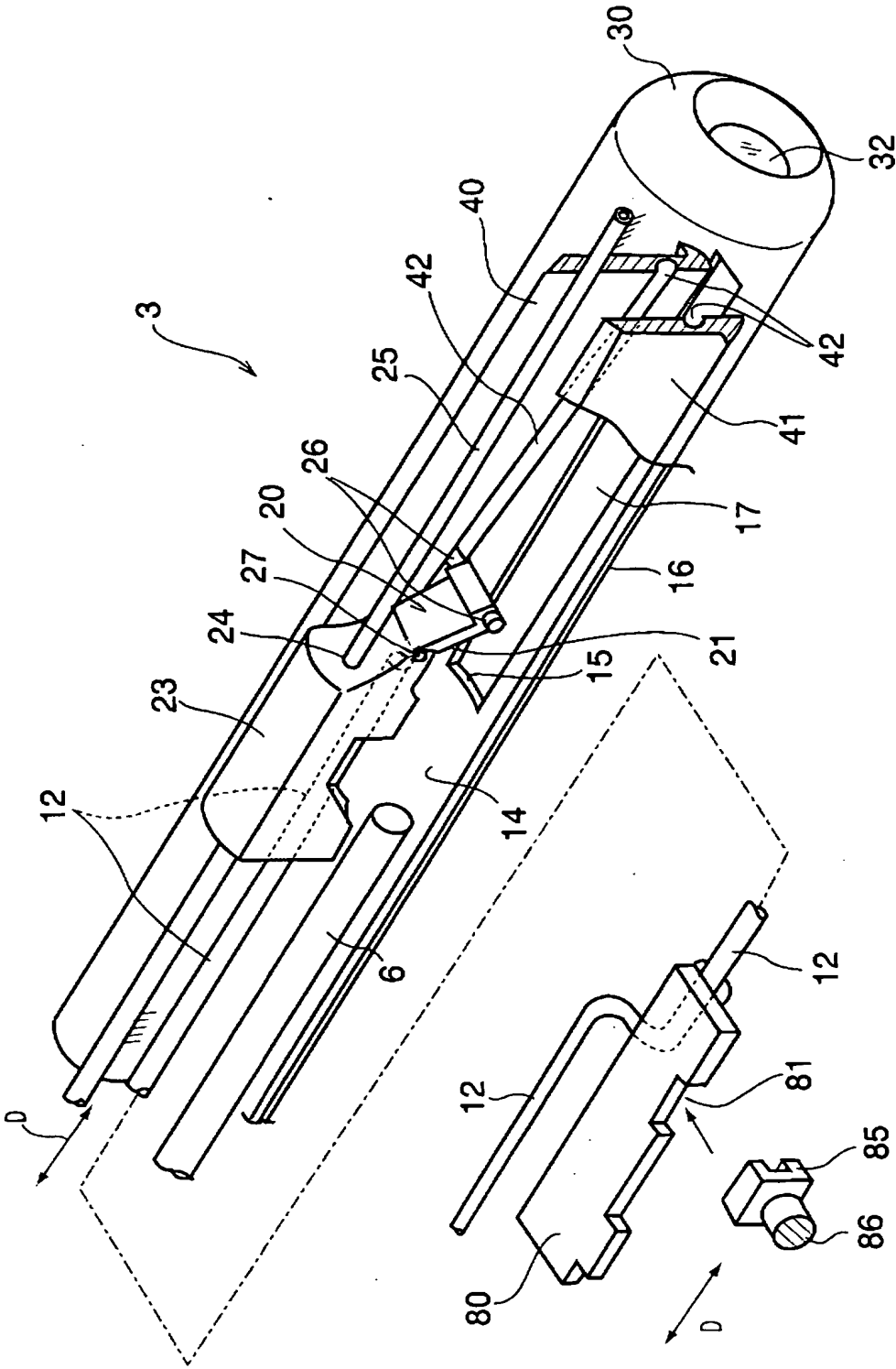
【図 1】



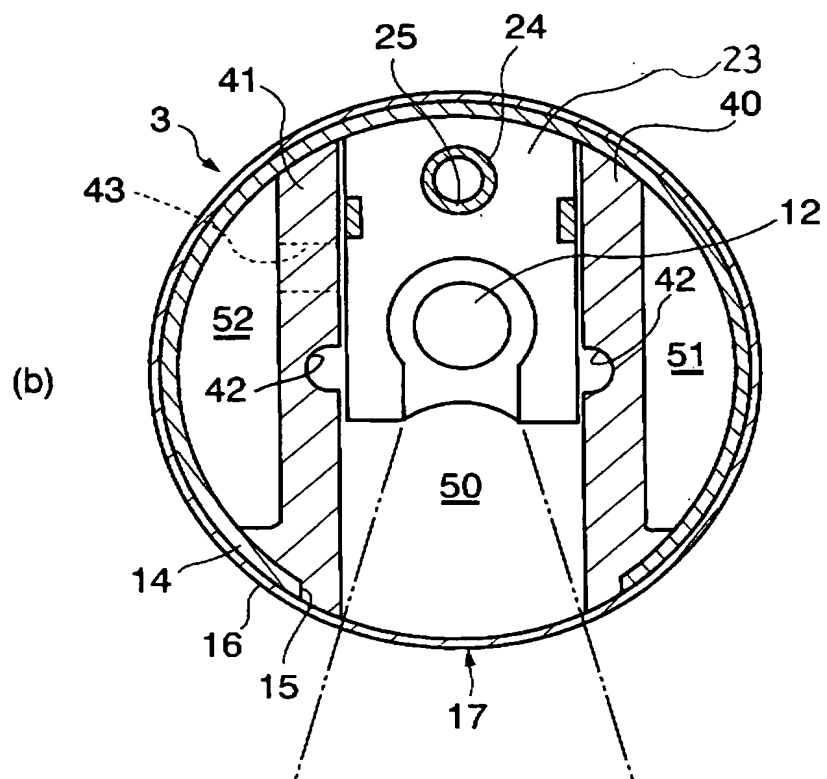
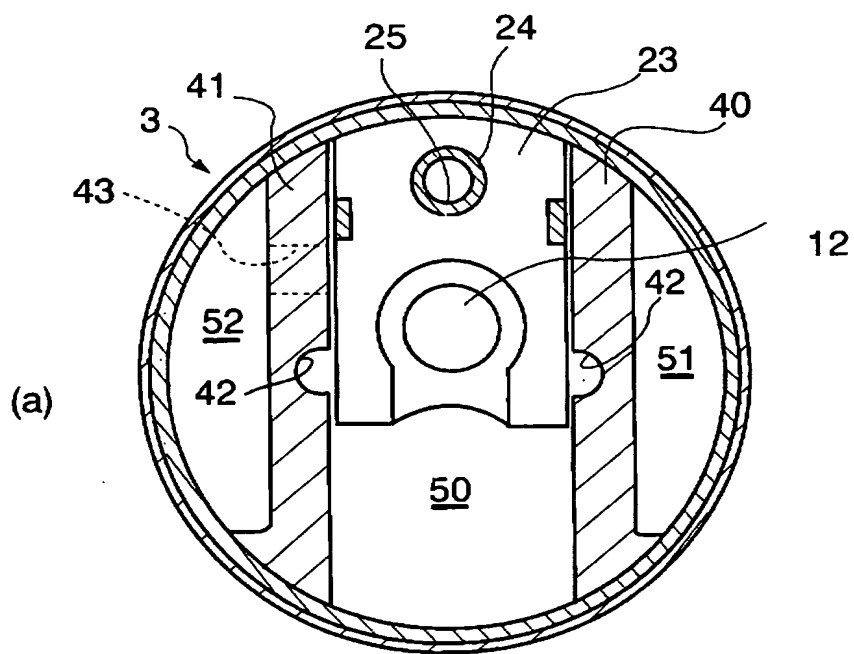
【図 2】



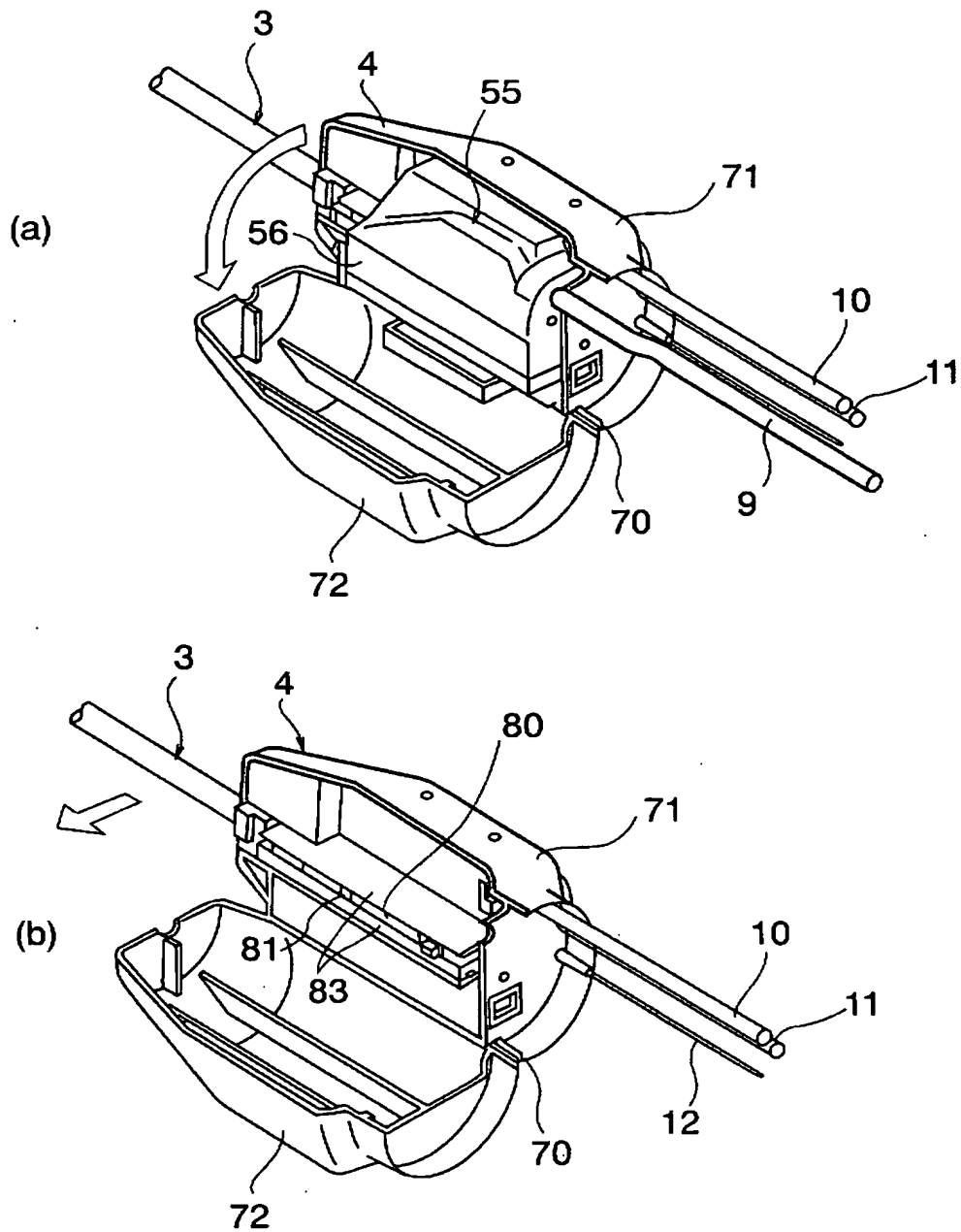
【図 3】



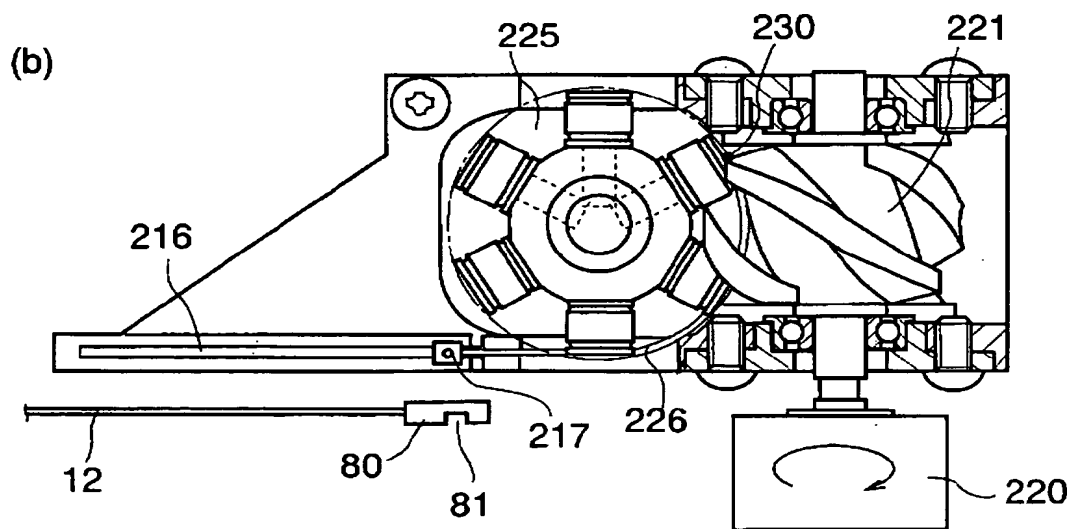
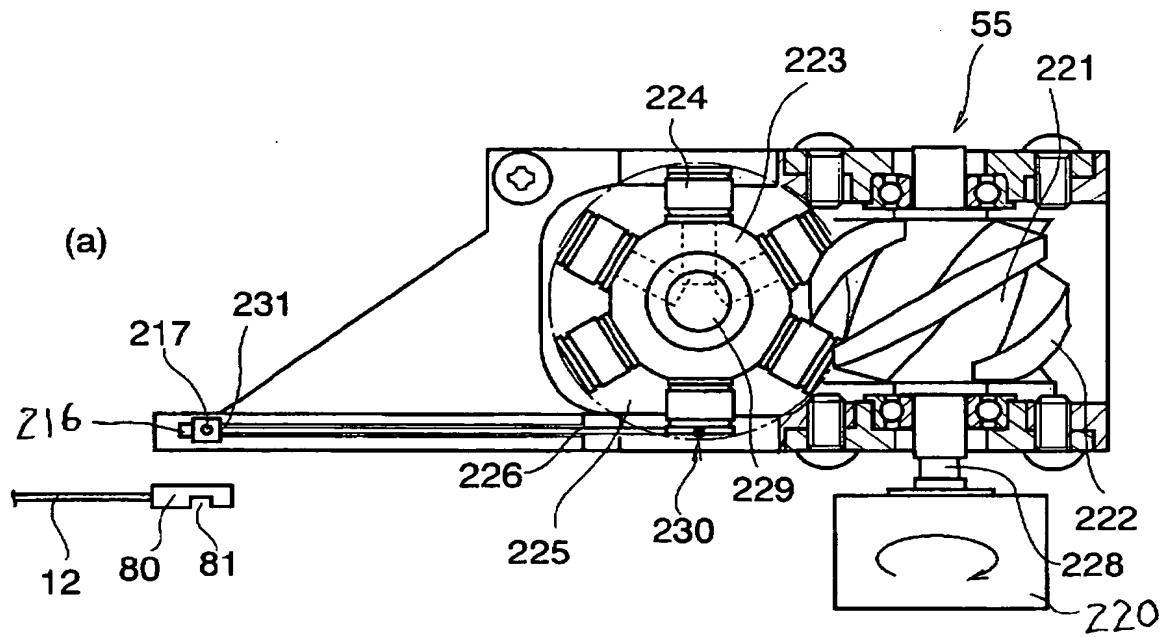
【図 4】



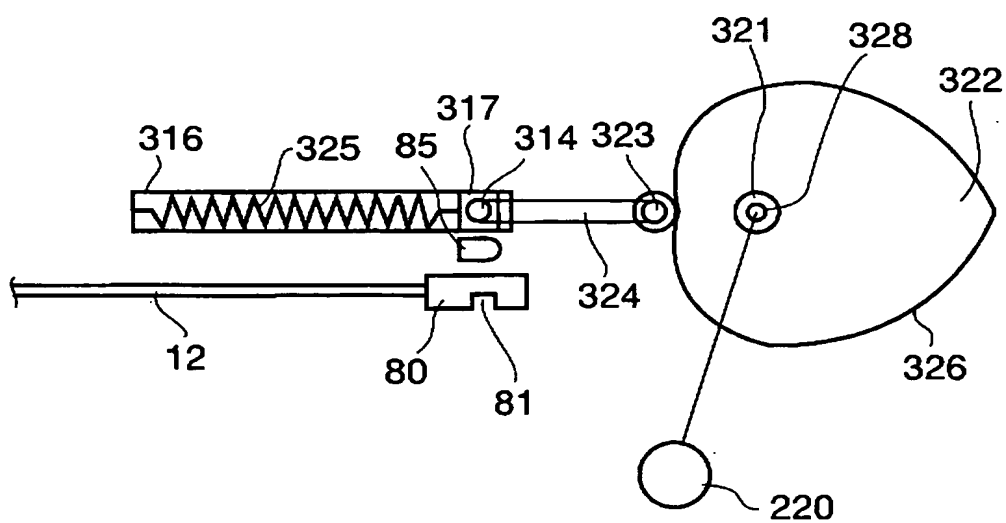
【図 5】



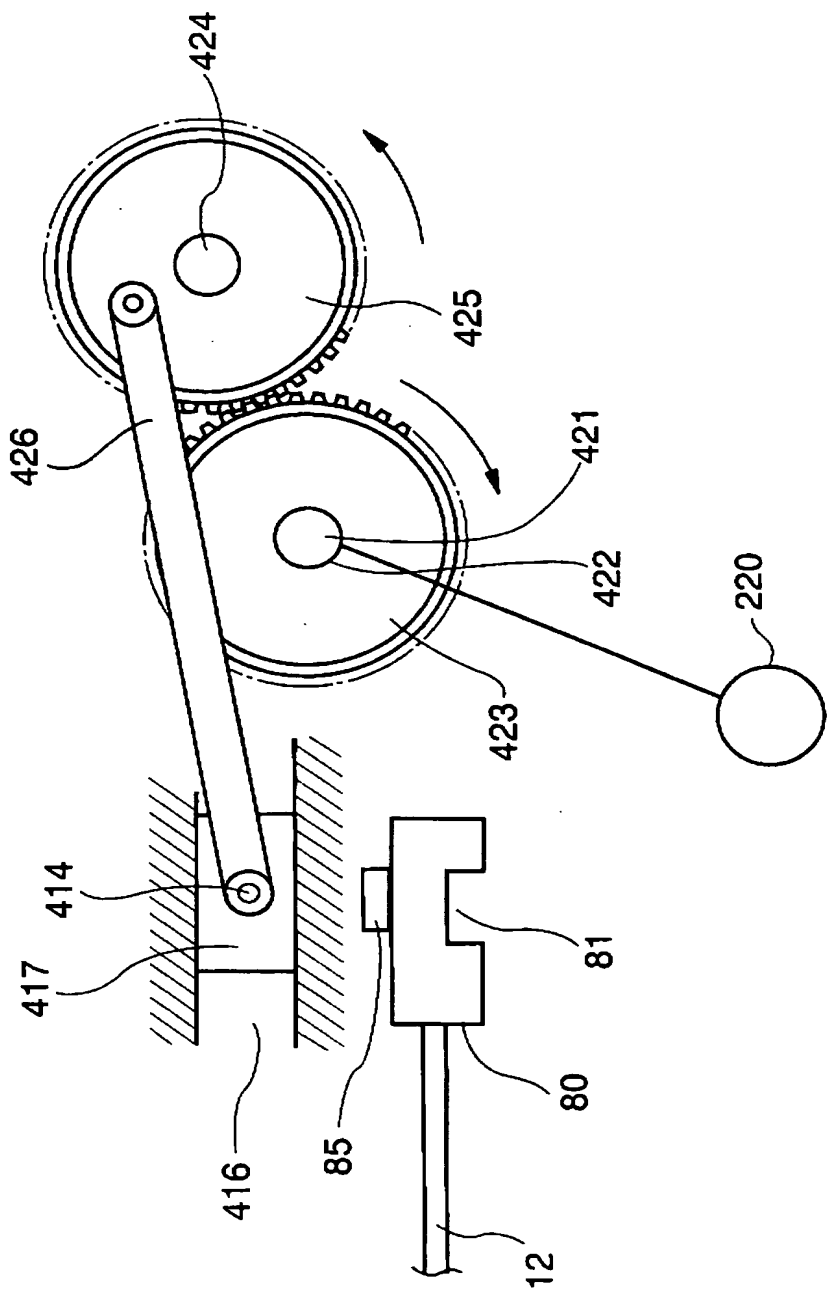
【図 6】



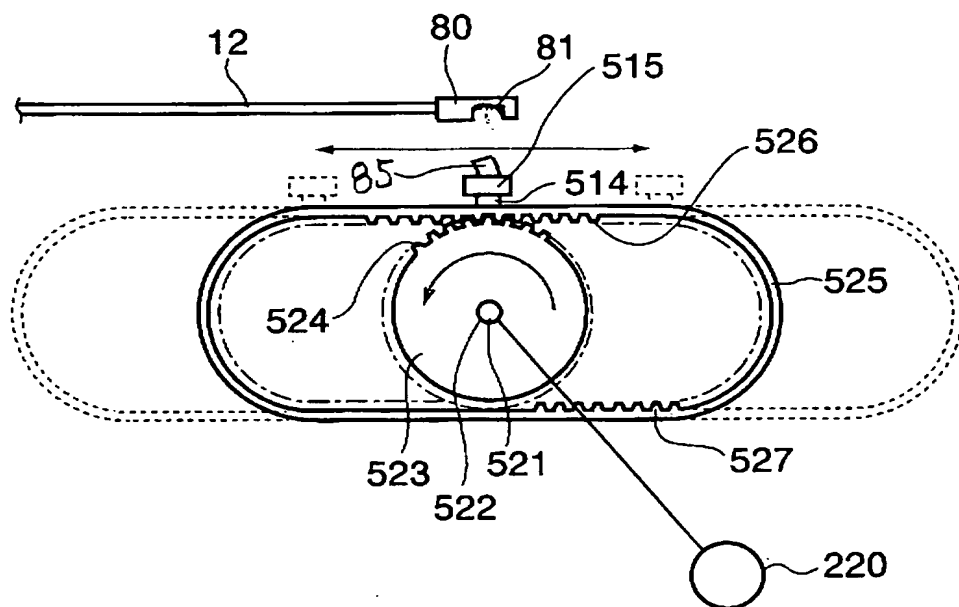
【図 7】



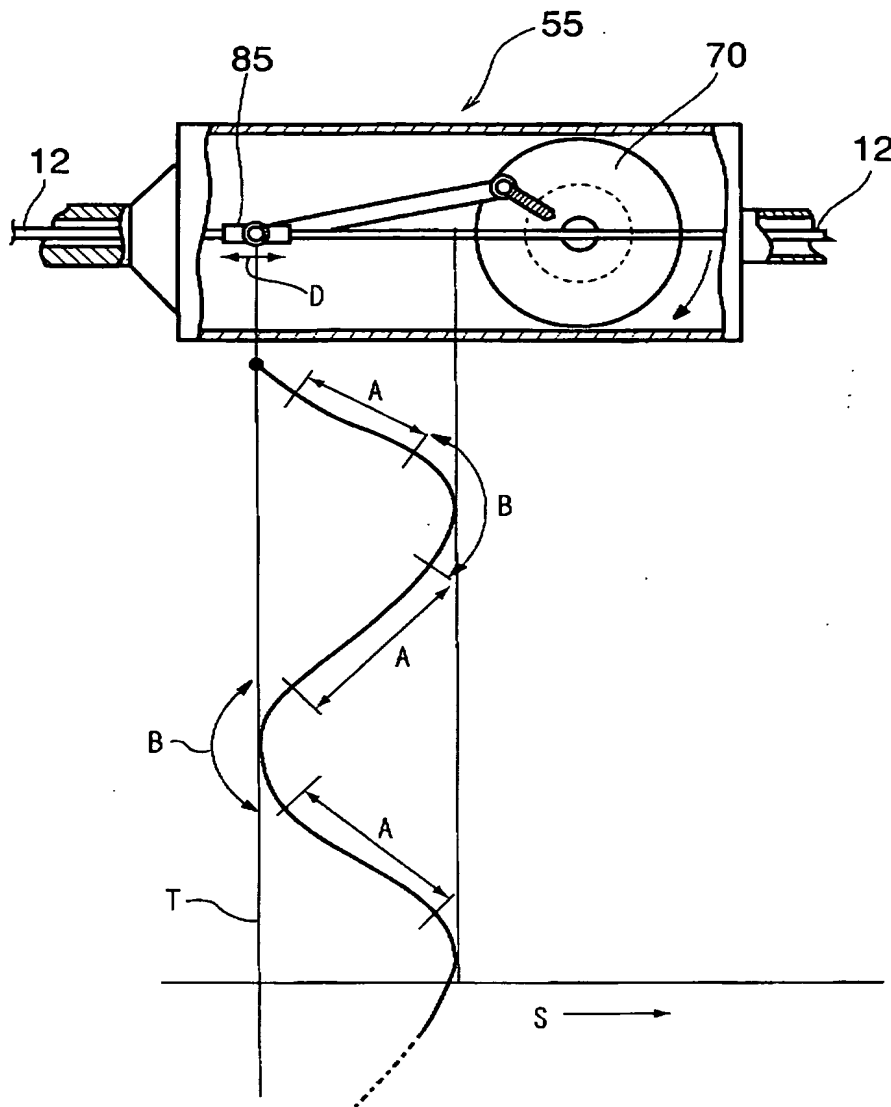
【図 8】



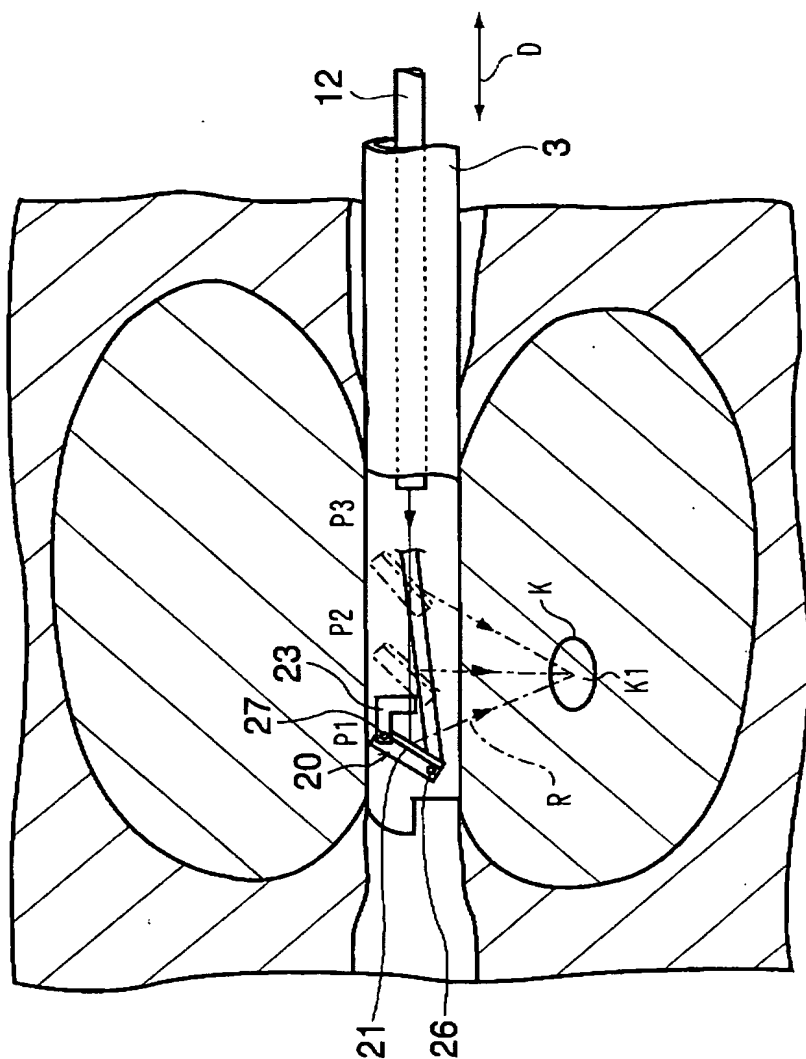
【図 9】



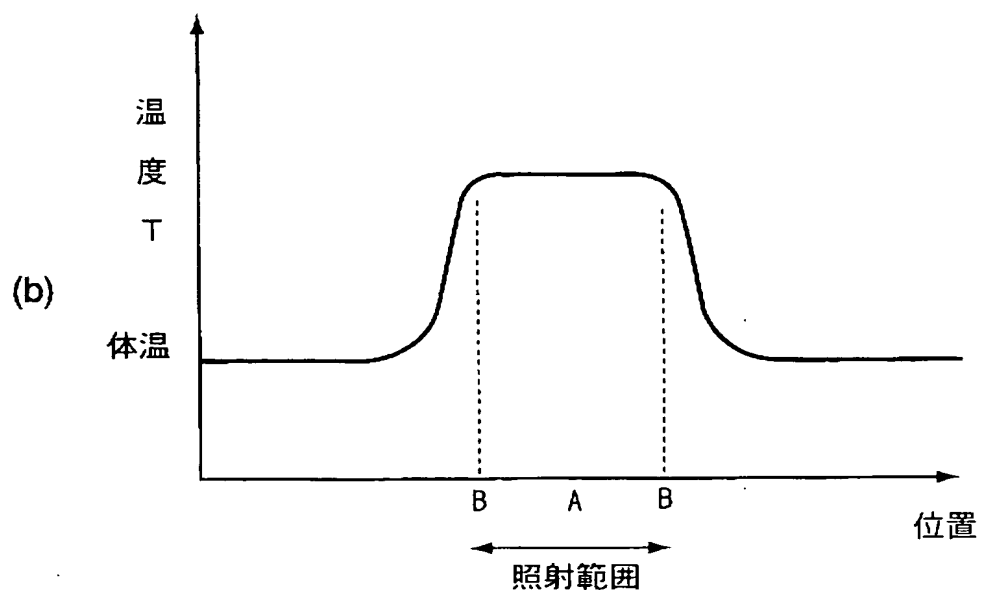
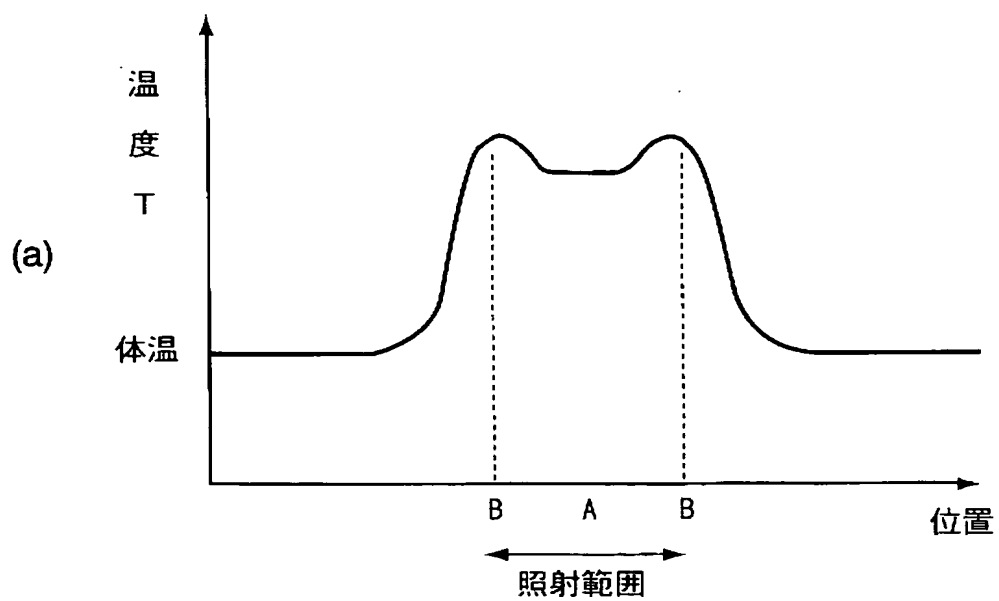
【図 10】



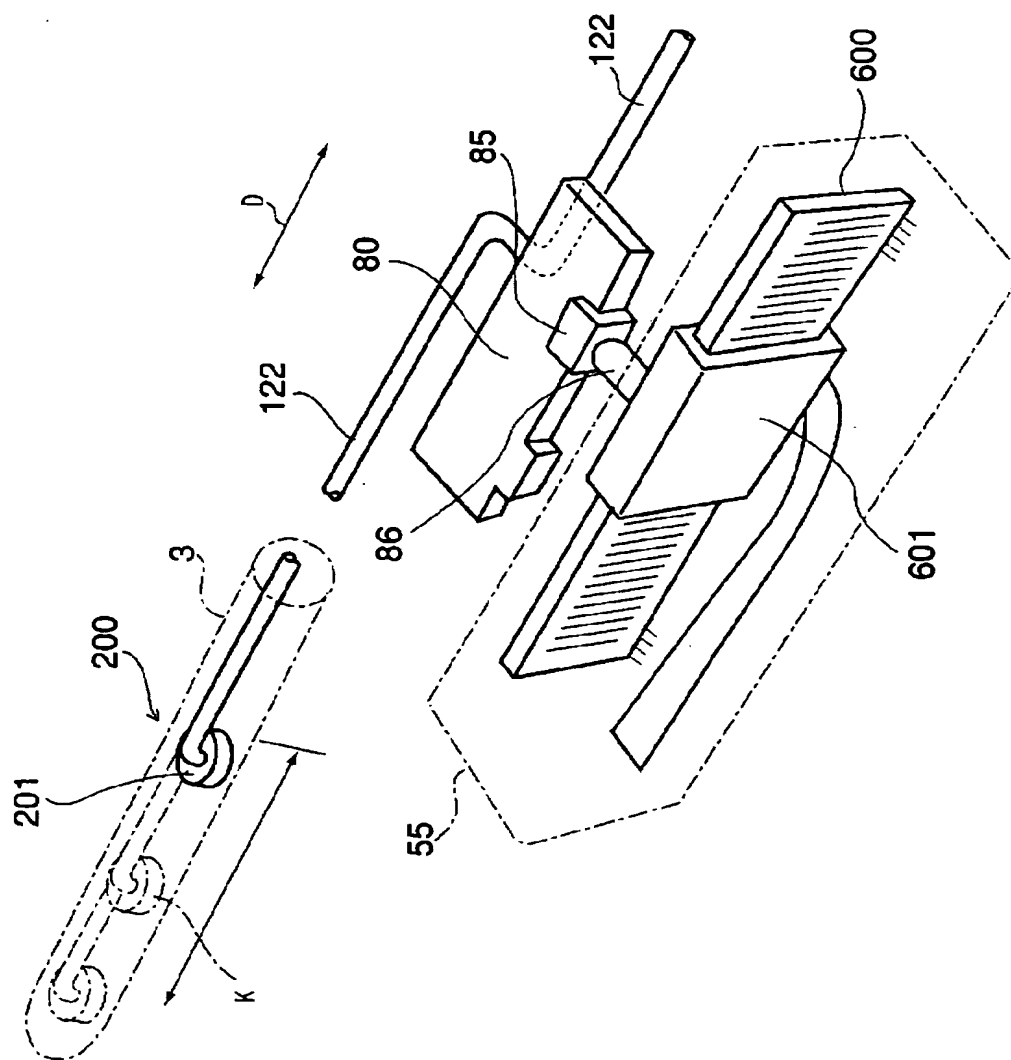
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 局所的にエネルギーが集中することなく、病変部位に対してエネルギーを均一に照射することができるエネルギー照射装置の提供。

【解決手段】 先端部を密閉した中空筒体 14 からなり生体内に挿入される挿入部 3 と、中空筒体 14 の側壁において長手方向に延在して設けられた照射窓部 17 を介して生体組織に向けてエネルギーを照射するエネルギー照射部 20 とを備えたエネルギー照射装置であって、エネルギー照射部 20 を、照射窓部 17 の長手方向に沿うように矢印 D 方向に往復移動可能に案内し、かつ等速往復運動で駆動する駆動ユニットとから構成する。

【選択図】 図 3

特願 2 0 0 3 - 0 8 9 0 0 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [0 0 0 1 0 9 5 4 3]

1. 変更年月日	1 9 9 0 年 8 月 1 1 日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 4 番 1 号
氏 名	テルモ株式会社